

конкретные условия для параметров системы, при которых этот переход происходит.

ЛИТЕРАТУРА

1. **Солитоны и нелинейные волновые уравнения** / Р. Додд, Дж. Эйлбек, Дж. Гиббон, Х. Моррис. – М.: Мир, 1988. – 694 с.
2. **Ньюэлл А.** Солитоны в математике и физике. – М.: Мир, 1989. – 326 с.
3. **Князев М. А.** Формирование связанных состояний в скалярной теории Φ^4 // Доклады НАН Беларуси. – 2000. – Т. 44, № 2. – С. 38–41.
4. **Geike J.** Comment on «Kink soliton and friction» // Phys. Lett. A. – 1986. – V. 116, № 5. – P. 221–223.
5. **Князев М. А.** Прямой метод построения солитоноподобных решений нелинейных уравнений // Доклады АН Беларуси. – 1996. – Т. 40, № 4. – С. 64–67.

6. **Knyazev M. A.** A method for solving nonlinear equations // Rep. Math. Phys. – 1997. – V. 40, № 3. – P. 493–500.
7. **Biltz H., Büttner H., Fröhlich H.** Electrolet model for the collective behaviour of biological systems // Z. Naturforsch. – 1981. – V. 36b, № 2. – P. 208–212.
8. **Lal P.** Kink soliton and friction // Phys. Lett. A. – 1985. – V. 111, № 8, 9. – P. 389–390.
9. **Collins M. A., Blumen A., Currie J. F., Ross J.** Dynamics of domain walls in ferrodistorive materials // Phys. Rev. B. – 1979. – V. 19, № 7. – P. 3630–3644.
10. **González J. A., Guerrero L. E., Bellorín A.** Self-excited soliton motion // Phys. Rev. E. – 1996. – V. 54, № 2. – P. 1265–1273.
11. **González J. A. et al.** Resonance Phenomena of a Solitonlike Extended Objects in Bistable Potential // Phys. Rev. Lett. – 1998. – V. 80, № 7. – P. 1361–1364.

УДК 539.3

ОПРЕДЕЛЕНИЕ МОМЕНТОВ СИЛ В СУСТАВАХ ЧЕЛОВЕКА, МОДЕЛИРУЕМОГО АНТРОПОМОРФНЫМ МЕХАНИЗМОМ С АБСОЛЮТНО ТВЕРДЫМИ ЗВЕНЬЯМИ

Сост. **БОРИСОВ А. В.**

Белорусский национальный технический университет

Проблема определения моментов важна, потому что суставные моменты мышечных сил отражают процесс управления движением. Однако [1] прямых методов измерений моментов мышечных сил не существует. Но с помощью методов математического моделирования можно рассчитать моменты сил, локализованные в области крупных суставов. Экспериментальными данными для определения суставных моментов являются угловые перемещения в суставах. Их можно найти по кинограммам движения. Для определения суставных моментов мышечных необходимы уравнения движения механической модели человека. Задаваясь величинами моментов инерции сегментов тела человека, коэффициентами жесткости суставов и значениями углов закручивания сегментов, можно определить трансверальные моменты мышечных сил для суставов. В нашей модели

будем считать все суставы и звенья недеформируемыми [2, 3].

Возьмем приближенную к человеку одиннадцатизвенную модель механизма. Рассмотрим упрощенную модель плоского движения шагающего аппарата в одноопорной фазе (рис. 1). Введем неподвижную правую декартову систему координат xyz с началом в точке O и плоскостью xy , в которой происходит движение центра масс шагающего аппарата. Пусть механизм имеет две трехзвенные весомерные ноги, две двухзвенные весомерные руки и весомерный корпус. На рис. 1 схематично изображен механизм и введены соответствующие обозначения.

Пусть $O_1A_1 = l_1$; $A_1B_1 = l_2$; $B_1C = l_3$; $B_2C = l_3$; $A_2B_2 = l_2$; $O_2A_2 = l_1$; $CG = l_7$; $DE_1 = l_8$; $E_1F_1 = l_9$; $DE_2 = l_8$; $E_2F_2 = l_9$ – длины звеньев аппарата. Центры масс находятся в точках: C_1 – стопы опорной ноги; C_2 – голени опорной ноги; C_3 –

бедро опорной ноги; C_4 – бедро переносной ноги; C_5 – голени переносной ноги; C_6 – стопы переносной ноги; C_7 – корпуса; C_8, C_{10} – плеч; C_9, C_{11} – предплечий. Их положения будем задавать в виде отношений к началу соответствующего звена через множители n_i ($i = 1, \dots, 11$; $0 < n_i < 1$) (если все звенья перенумеровать по номерам индексов у соответствующих углов). Такой способ задания положений центров масс в нашем случае предпочтителен в связи с дальнейшим моделированием человека, для которого положения центров масс конечностей определяются эмпирическим путем и задаются в процентном отношении одной части звена к другой.

Массы: $m_1, m_6; m_2, m_5; m_3, m_4; m_8, m_{10}; m_9, m_{11}; m_7$ – массы стопы, голени, бедра, плеч, предплечий и корпуса соответственно. Моменты инерции: $I_1, I_6; I_2, I_5; I_3, I_4; I_8, I_{10}; I_9, I_{11}; I_7$ – стопы, голени, бедра, плеч, предплечий и корпуса соответственно. Правую и левую конечности механизма мы будем считать одинаковыми. Поэтому $m_1 = m_6; m_2 = m_5; m_3 = m_4; m_8 = m_{10}; m_9 = m_{11}; I_1 = I_6; I_2 = I_5; I_3 = I_4; I_8 = I_{10}; I_9 = I_{11}$.

При расчетах и моделировании движения робота все вышеприведенные характеристики берутся равными соответствующим характеристикам испытуемого человека [4].

Координаты центров масс механизма относительно выбранной системы отсчета, определяются известными геометрическими соотношениями.

Для вывода уравнений движения воспользуемся уравнениями Лагранжа

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} = Q_i,$$

где q_i – обобщенные координаты; Q_i – обобщенные силы, в данном случае моменты сил ($i = 1, \dots, 11$).

Опуская такие преобразования, как отыскание производных, возведение в квадрат и т. д., которые можно поручить компьютеру, в виду их громоздкости, мы приведем только схему записи уравнений.

Для i -го звена кинетическая энергия имеет вид

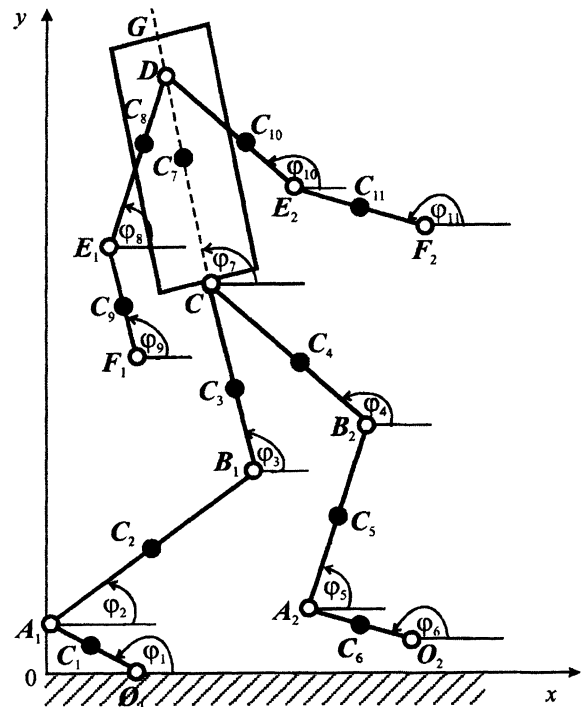


Рис. 1. Модель плоского движения шагающего антропоморфного аппарата, моделирующего человека, в одноопорной фазе

$$T_i = \frac{m_i v_{Ci}^2}{2} + \frac{I_i \dot{\varphi}_i^2}{2},$$

где m_i – масса i -го звена; v_{Ci} – скорость центра масс i -го звена; I_i – момент инерции i -го звена;

$\dot{\varphi}_i$ – угловая скорость i -го звена ($i = 1, \dots, 11$).

Скорость центра масс v_{Ci} i -го звена найдем следующим образом:

$$v_{Ci}^2 = v_{xCi}^2 + v_{yCi}^2.$$

Вертикальные и горизонтальные составляющие скорости i -го звена равны:

$$v_{xCi} = \frac{dx_{Ci}}{dt};$$

$$v_{yCi} = \frac{dy_{Ci}}{dt}.$$

Тогда, подставляя выражения для скорости, получаем кинетическую энергию i -го звена.

Запишем потенциальную энергию i -го звена ($i = 1, \dots, 11$)

$$\Pi_i = m_i g y_{Ci}.$$

Кинетическая энергия механизма складывается из кинетических энергий отдельных звеньев и корпуса

$$T = \sum_{i=1}^{11} T_i.$$

Потенциальная энергия механизма складывается из потенциальных энергий отдельных звеньев и корпуса

$$\Pi = \sum_{i=1}^{11} \Pi_i.$$

Функция Лагранжа имеет вид: $L = T - \Pi$. Подставляя полученную функцию Лагранжа в уравнения Лагранжа, получаем уравнения движения аппарата.

Уравнения движения механизма в одноопорной фазе представляют собой систему одиннадцати нелинейных дифференциальных уравнений вектора угловых переменных

$$B(z)\ddot{z} + D(z)\dot{z}^2 + gA(z)\cos z = C(z),$$

где $B(z)$, $D(z)$ – соответственно матрицы симметрическая и кососимметрическая, элементы которой зависят от углов поворотов звеньев; $A(z)$ – матрица, определяемая моментами силы тяжести; $C(z)$ – матрица управляющих моментов, $z = (\varphi_1, \varphi_2, \varphi_3, \varphi_4, \varphi_5, \varphi_6, \varphi_7, \varphi_8, \varphi_9, \varphi_{10}, \varphi_{11})^T$; $\ddot{z}$ – матрица обобщенных ускорений; $\dot{z}^2$ – то же скоростей; $\cos z$ – матрица косинусов обобщенных координат.

Таким образом, мы получили уравнения движения 11-звенного механизма, моделирующего человека.

Для дальнейшего решения задачи управления движением антропоморфного механизма необходимо определить управляющие моменты в суставах человека, моделируемого 11-звенным механизмом. Следует начинать с интерполяции данных о кинематике движения, полученных из кинограмм. Теперь используем эту информацию для решения задачи определения моментов в суставах человека. Для этого представим полученные интерполяционные функции в систему дифференциальных уравнений, выведенных в предыдущем параграфе, и решим эту систему относительно 11 управляющих моментов. В итоге получим зависимости моментов от времени. Приведем на рис. 2 для образца

зависимости для коленного и тазобедренного суставов опорной ноги.

Нам необходимо рассчитывать управляющие моменты во время, когда одна нога опорная, другая – переносится и наоборот. Так как бег, ходьба, приседание и т. п. являются циклическими движениями, нам достаточно рассмотреть один период. Расчет начнем с момента начала приземления правой ноги на опору.

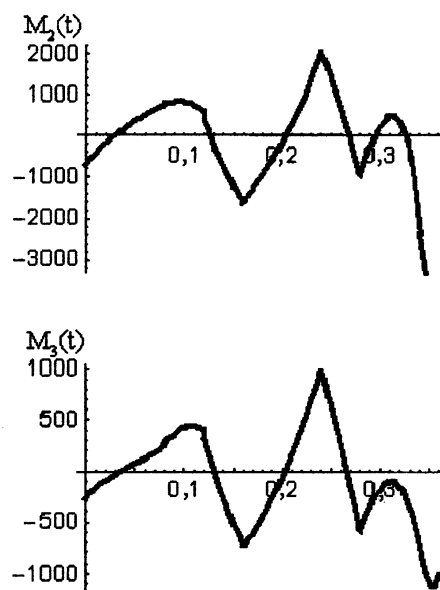


Рис. 2. Зависимости моментов от времени за один период шага

Из графиков видно, что максимальные значения моментов для различных соединений изменяются в очень большом диапазоне: от 2000 Н·м для голеностопного соединения опорной ноги до 20 Н·м для лучезапястного соединения руки. Также видно, что зависимости моментов для опорной ноги подобны, а их максимальные значения убывают по мере подъема от голеностопного до тазобедренного суставов, что согласуется с данными биомеханики.

Согласно предложенной нами методике проведен полный расчет усилий и моментов сил выполняющего движения человека по кинограммам.

Подобие графиков для ног согласуется с данными биомеханики. Сравнивая [1] полученные значения моментов мышечных сил для тазобедренного, коленного и голеностопного суставов, авторы отмечают, что результаты имеющихся исследований вариативны, хотя имеются

закономерности, характерные для нормальной ходьбы: наибольшее значение моментов мышечных сил в суставах нижней конечности, соответствующее стабилизации положения центра тяжести тела, наблюдается в начале опорного периода и в конце опорной фазы, направленное на продвижение центра тяжести вперед.

Вычисленные значения моментов мышечных сил для коленного и тазобедренного суставов в течение переносного периода доказывают, что в этот период шага нога не ведет себя как маятник, для которого значения моментов должны равняться нулю. Установлено [3], что мышечные моменты повторяются кривыми продольных усилий: кривая моментов в тазобедренном сочленении напоминает кривую продольных усилий в центре тяжести всей ноги, а кривая мышечных моментов в коленном сочленении сопоставима с продольными усилиями в центре тяжести голени со стопой. На основании этого было сделано заключение, что «продольные усилия воспроизводят внутреннюю, иннервационную структуру движения» [5].

При определении суставных моментов мышечных сил следует учитывать, что моменты инерции сегментов нижних конечностей меняются в различные фазы шага за счет изменения положения сегментов в пространстве и экскурсии мышц нижних конечностей. С помощью прокачивания гипсовых слепков в положении, соответствующем фазам переднего и заднего толчков, было определено, что момент инерции голени со стопой в фазе переднего толчка на 21,2 % больше, по сравнению с положением в

фазе заднего толчка. Поэтому в нашем исследовании этим изменением пренебрежем.

ВЫВОД

Таким образом, выведены уравнения движения антропоморфного механизма, моделирующего человека, что позволило определить управляющие моменты в суставах человека, которые можно использовать в практической работе по созданию антропоморфных механизмов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Зациорский В. М., Каймин М. А. Биомеханика ходьбы: Лекция для факультета усовершенствования. – М.: ГЦОЛИФК, 1978. – 65 с.
2. Губа В. П., Борисов А. В. Определение сил и моментов силы в подвижных соединениях человека по киограммам движения // Человек, здоровье, физическая культура и спорт в изменяющемся мире: Материалы XIII Международ. науч.-практ. конф. по проблемам физич. воспитания уч-ся. – Коломна: Коломенский государственный педагогический институт, 2003. – Т. 1. – С. 168–169.
3. Борисов А. В. Построение движений антропоморфных механизмов с использованием информации об управлении в суставах, полученной от человека // Там же. – С. 160–161.
4. Борисов А. В. Методы определения длин конечностей и звеньев человека с расчетом инерционных характеристик // Науч. труды Междунар. науч.-практ. конф. ученых МАДИ (ГТУ), МСХА, ЛНАУ, 5–6 янв. 2004 г. – Т. 4: Педагогика и методика. – М.; Луганск: Изд-во МАДИ (ГТУ), МСХА, ЛНАУ; Смоленск, ООО «Инга», 2004. – С. 77–90.
5. Бернштейн Н. А. Избранные труды по биомеханике и кибернетике. – М.: СпортАкадемПресс, 2001. – 296 с.